

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
8 juillet 2004 (08.07.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2004/057512 A1**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **G06F 19/00**

(74) Mandataire : **POUCHUCQ, Bernard**; Société Aquinov,  
12, rue Condorcet, F-33150 Cenon (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2003/003768

(81) États désignés (*national*) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,  
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,  
DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,  
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,  
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,  
MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD,  
SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,  
US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(22) Date de dépôt international :

17 décembre 2003 (17.12.2003)

(25) Langue de dépôt :

français

(26) Langue de publication :

français

(30) Données relatives à la priorité :

02/16069

17 décembre 2002 (17.12.2002)

FR

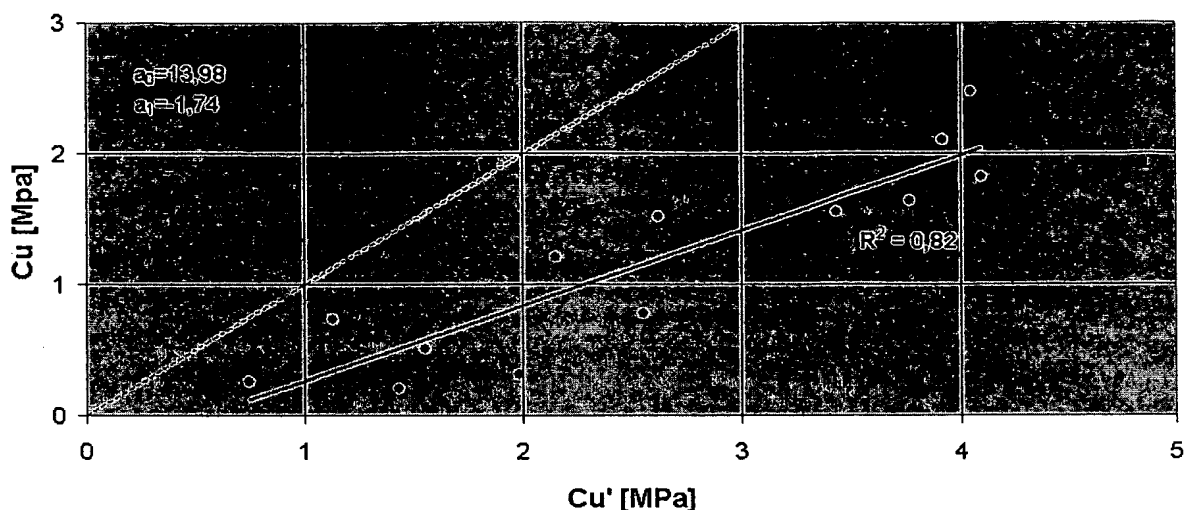
(84) États désignés (*régional*) : brevet ARIPO (BW, GH, GM,  
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet  
eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet  
européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,  
FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD FOR DETERMINING A THREE-DIMENSIONAL STRUCTURE FROM A TWO-DIMENSIONAL IM-  
AGE, IN PARTICULAR A BONE STRUCTURE

(54) Titre : PROCÉDE DE DETERMINATION D'UNE STRUCTURE EN 3D A PARTIR D'UNE IMAGE EN 2D, NOTAMMENT  
LA STRUCTURE D'UN OS

Modèle linéaire



(57) Abstract: The invention concerns a method for determining a bone mechanical strength from a digitized two-dimensional image, obtained by imaging, characterized in that it consists in correlating the bone mineral density determined from said two-dimensional image by any means adapted to that type of image and a structural parameter obtained from the same two-dimensional image.

(57) Abrégé : L'objet de l'invention est un procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os à partir d'une image 2D numérisée, obtenue par imagerie, caractérisé en ce que l'on réalise une corrélation entre la densité minérale osseuse DMO déterminée à partir de cette image 2D par tout moyen adapté à ce type d'image et un paramètre de structure obtenu à partir de la même image 2D.

WO 2004/057512 A1



TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

- avec rapport de recherche internationale
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

## PROCEDE DE DETERMINATION D'UNE STRUCTURE EN 3D A PARTIR D'UNE IMAGE EN 2D, NOTAMMENT LA STRUCTURE D'UN OS

La présente invention concerne un procédé de détermination d'une structure en 3D à partir d'une image en 2D, notamment celle d'un os.

L'ostéoporose est une maladie qui affecte en grand nombre surtout les femmes après la ménopause vers l'âge de 50 ans sachant que cette maladie peut affecter  
5 toute personne et à tout âge. Elle est caractérisée par une faible masse osseuse et une détérioration du tissu osseux. Ces dégradations conduisent à des risques importants de fractures particulièrement de la hanche, de la colonne vertébrale et du poignet.

Il existe bien sûr un certain nombre de facteurs de risques mais ceci ne suffit  
10 pas pour déterminer la probabilité pour une personne de se fracturer un élément de son squelette sachant qu'il n'y a aucun symptôme préalable.

Cette maladie est courante dans la population et devrait aller en s'étendant du fait de la sédentarisation notamment et du vieillissement de la population.

Or le traitement des personnes affectées après fracture est très long et très  
15 coûteux car ce sont des soins à long terme. Les conséquences sont souvent graves car conduisant à des invalidités voire à la mort des patients.

Aussi est-il nécessaire de prévenir ce type d'affection mais à condition de déterminer le risque de fracture, ce qui est du seul ressort du praticien.

Si l'on arrive à prédire les risques, le praticien dispose alors de traitements par  
20 hormonothérapie et par prise d'autres produits de la pharmacopée comme la calcitonine ou les biphosphonates, en plus de conseils d'hygiène de vie pour tenter d'enrayer cette affection.

Il existe des appareillages pour déterminer la densité osseuse appelés densitomètres.

On peut penser que dès lors que l'on connaît la densité osseuse, en comparant avec des courbes étalon, le praticien peut alors déterminer les risques et établir  
5 un diagnostic adapté et prescrire un traitement satisfaisant.

C'est ce qui est couramment utilisé.

Par la demande de brevet US 5 774 520, on sait que la probabilité d'une fracture est directement liée à la densité osseuse.

Les densitomètres disponibles dans le commerce utilisent les rayons X ou les  
10 rayons gamma de faible énergie. L'absorption étant proportionnelle à la densité de l'os, on peut donc penser à corréler les deux pour avoir un résultat satisfaisant permettant des comparaisons. Ce brevet prévoit un travail avec deux sources d'émission de photons en sorte de traiter la dispersion engendrée par le fait que les matières osseuses peuvent être considérées comme  
15 homogènes mais que les autres matières liquides, les tissus musculaires, les cartilages ne peuvent être considérés comme une matière unique, homogène.

Un autre brevet US 6 385 283 utilise la densité mais combine cette mesure avec des images permettant de déterminer les risques de fracture. Ces images sont réalisées sur la colonne vertébrale du patient et l'opérateur détermine la  
20 présence d'amorces de fractures. De plus, comme dans l'art antérieur connu, ces informations sont comparées avec des données acquises au fur et à mesure sur de très nombreux cas. Ce diagnostic est affiné par le praticien à partir des antécédents du patient et par introduction des facteurs de risques supplémentaires.

25 La demande de brevet WO 86/07531 propose de réaliser une image d'un os donné, par exemple le calcanéum, à un âge auquel le patient présente normalement sa plénitude de masse osseuse. Ensuite, le procédé consiste à réaliser des images successives de ce même os pour permettre au praticien de

réaliser des comparaisons et de déterminer l'évolution afin de conclure sur le degré de risque de fracture.

Toutes ces méthodes et autres dispositifs sont basés sur la seule mesure de la densité de la matière osseuse.

- 5 Or pour que le praticien arrive à un diagnostic satisfaisant, il faut qu'il ait des informations autres que la seule densité.

La définition de l'ostéoporose est donnée par l'Organisation Mondiale de la Santé : "*désordre caractérisé par une faible masse osseuse et des altérations de la microarchitecture du tissu osseux, conduisant à augmenter la fragilité de*  
10 *l'os et en conséquence à augmenter le risque de fracture* "

- C'est ainsi qu'il existe des analyses de matière osseuse in vivo plus sophistiquées à partir d'analyses de sang et d'urines faisant intervenir des marqueurs osseux mais ces analyses sont coûteuses, contraignantes pour le patient et, de toutes les façons, donnent des indications de composition de la matière mais pas  
15 d'indications sur sa structure.

- Or, on peut comprendre que la matière osseuse présente une résistance différente suivant qu'il y a plus ou moins de matière en quantité ce qui résulte de la mesure de densité. Par contre, pour une même densité osseuse donc pour une même quantité de matière, suivant l'architecture de la structure osseuse, la  
20 résistance mécanique peut varier grandement.

Ce qui est utile pour un praticien, ce sont les propriétés mécaniques de l'os d'un patient induisant directement les risques de fracture. Quand il y a diminution de la résistance osseuse, il y a conjugaison de deux facteurs, la baisse de la densité minérale osseuse DMO et la désaltération de la structure osseuse.

- 25 A ce jour, il n'existe pas de moyens permettant de déterminer la structure osseuse. On peut utiliser de l'imagerie par résonance magnétique ou le scanner mais ce sont des examens lourds et coûteux, surtout s'il faut effectuer un suivi longitudinal des patients.

De plus, la capture d'images en 3D à partir de moyens d'imagerie est pour l'instant limitée par les capacités de ces moyens car la résolution spatiale est supérieure aux dimensions de la plupart des travées de liaison permettant de réaliser la connectivité, c'est-à-dire les liaisons entre les nœuds du réseau en  
5 trois dimensions.

Le procédé selon la présente invention est maintenant décrit en détail, afin de permettre par l'analyse d'une image 2D d'estimer les paramètres mécaniques.

Selon l'invention, le procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon l'invention, à partir d'une image 2D numérisée, obtenue par imagerie, se  
10 caractérise en ce que l'on réalise une corrélation entre la densité minérale osseuse DMO déterminée à partir de cette image 2D par tout moyen adapté à ce type d'image et un paramètre de structure obtenu à partir de la même image 2D. Plus particulièrement, on recourt à une corrélation de type exponentielle.

On utilise cette corrélation associant la densité minérale osseuse et ledit  
15 paramètre de structure pour déterminer la contrainte ultime  $C_u$  de l'os.

De façon plus précise, on détermine le paramètre de structure  $\alpha$ , obtenu par la succession des étapes suivantes :

- a) choisir au hasard un pixel de l'image 2D qui est à un niveau de gris  $h(0)$ ,
  - b) choisir une droite issue de ce point ayant une direction également déterminée  
20 au hasard,
  - c) se déplacer d'une distance  $r$  sur cette droite,  $h(r)$  étant le niveau de gris de ce nouveau point,
  - d) calculer la variance des niveaux de gris avec la formule :  $V(r) = [h(r) - h(0)]^2$ ,
  - e) tracer la courbe associée à  $V(r)$  en échelle log-log, et
  - 25 f) déterminer la pente de cette courbe log-log qui représente ledit paramètre  $\alpha$ .
- Afin d'améliorer la précision, on répète les étapes a) à d) un nombre de fois suffisamment grand pour faire converger la fonction variance  $V(r)$ , moyennée sur l'ensemble des itérations.

Selon une autre caractéristique de l'invention, on réalise une corrélation entre la densité minérale osseuse, DMO, obtenue à partir de cette image 2D et ledit paramètre  $\alpha$  évalué à partir de la même image 2D suivant le modèle mathématique :

$$C_u' = b_0 + b_1 * \exp(b_2 * DMO) * \alpha$$

- avec  $b_0, b_1, b_2$  qui sont des coefficients obtenus par régression non linéaire et  $C_u'$  la prédiction de la contrainte ultime  $C_u$  de l'os.

On détermine une corrélation entre le paramètre  $\alpha$  et un paramètre 3D du réseau trabéculaire de l'os et un paramètre 3D peut être la densité de connectivité  $\chi_v$

Pour supporter cette description, des dessins sont annexés et les figures qu'ils présentent, illustrent la description et montrent essentiellement des résultats obtenus.

- figure 1 : courbe des résultats avec un modèle linéaire,  $C_u$  en fonction de  $C_u'$
- figure 2 : courbe des résultats avec un modèle exponentiel,  $C_u$  en fonction de  $C_u'$
- figure 3 : représentation graphique de  $C_u$  en fonction de  $\chi_v$
- figure 4 : représentation de  $f_s$  en fonction de  $\chi_v$
- figure 5 : courbe de la fonction  $V(r)$
- figure 6 : détermination du paramètre  $\alpha$  à partir de la courbe log-log de la fonction  $V(r)$
- figure 7 : courbe DMO en fonction de  $f_s$
- figure 8 : courbe de  $\alpha$  en fonction de  $\chi_v$
- figure 9 : courbe DMO en fonction de  $\alpha$
- figure 10 : modèle linéaire  $C_u$  en fonction de DMO
- figure 11 : courbe de  $C_u$  en fonction  $C_u'$ .

L'étude porte sur un os trabéculaire ou spongieux qui constitue environ 20% de la matière osseuse. L'os cortical qui l'entoure assure la rigidité de l'os complet

et donc du squelette tandis que l'os trabéculaire assure la reprise et la résistance aux forces de compression.

Selon l'invention, on considère que la structure trabéculaire comprend des travées qui sont interconnectées et la résistance mécanique de l'ensemble  
5 résulte de cette connectivité, c'est-à-dire du nombre de boucles fermées. La résistance mécanique résulte aussi du degré de minéralisation de ces travées, minéralisation qui est un paramètre important.

Le procédé consiste à analyser une image numérisée obtenue dans le cas présent, à partir d'une émission de rayons X. Cette image est une projection sur une  
10 surface d'une structure 3D ayant été traversée par les photons émis.

Chaque pixel qui constitue l'image peut être analysé indépendamment mais alors on ne peut déterminer que la densité minérale osseuse DMO si bien qu'il convient non seulement d'analyser un pixel de façon isolée mais de les analyser les uns par rapport aux autres.

15 Le spectre du rayonnement doit être le plus monochromatique possible afin d'éviter une trop forte dérive dans l'énergie des photons.

En effet, si l'énergie varie la pénétration variera et donnera des nuances de gris sur l'image pouvant induire des erreurs en faisant croire à une absorption là où il n'y en a pas.

20 A partir de cette image obtenue avec un spectre étroit, on sait que chaque volume élémentaire subit une action directe des photons, perpendiculairement mais aussi une action indirecte des rayons incidents diffusés par les volumes élémentaires voisins après qu'ils aient été eux-mêmes traversés.

Afin de supprimer la part de diffusion, on peut utiliser de préférence deux  
25 énergies distinctes. On dispose de 2 équations à 2 inconnues et on peut donc déduire la part d'atténuation réelle qui intéresse directement le présent procédé et la part résultant de la diffusion.



Si l'on recherche la contrainte ultime  $C_u$  (MPa), il faut tenir compte des paramètres suivants :

-  $V_0$  : volume d'analyse ( $\text{mm}^3$ )

-  $V_s$  : volume du solide ( $\text{mm}^3$ )

5 -  $f_s$  : fraction volumique de solide

avec la relation  $f_s = V_s / V_0$

-  $\beta_0$  : nombre d'amas de la partie solide (c'est-à-dire l'ensemble des parties connectées ou disconnectées), ce nombre est généralement égal à 1.

10 -  $\beta_2$  : nombre de surfaces internes, c'est-à-dire les trous résultant de la micro porosité interne des travées or à l'échelle de travail, cette porosité ne se voit pas, ce nombre est généralement égal à 0.

-  $N_{EP}$  : nombre d'Euler-Poincaré

-  $\chi$  : connectivité

avec la relation  $\chi = \beta_0 + \beta_2 - N_{EP}$

15 -  $\chi_v$  : densité de connectivité ( $\text{mm}^{-3}$ )

avec la relation  $\chi_v = \chi / V_0$

Le procédé selon la présente invention vise à permettre de corrélérer deux paramètres mesurables et de trouver la relation qui les lie.

20 1 / Si l'on utilise un modèle linéaire tel que :

$$C_u' = a_0 * f_s + a_1$$

-  $C_u'$  étant une valeur prédite de  $C_u$

-  $a_0$  et  $a_1$  sont des coefficients de régression linéaire,

il s'agit là d'une simple corrélation de  $C_u$  avec  $f_s$ .

25 La courbe obtenue est représentée sur la figure 1 et l'on constate que la dispersion est très importante. Si l'on se place par exemple à  $f_s$  constant, l'écart des valeurs de  $C_u$  est important.

On ne peut retenir ce modèle linéaire dont les résultats sont insuffisants en précision mais qui peut néanmoins servir de comparatif.

2/ Si l'on utilise un modèle exponentiel tel que :

$$C_u' = b_0 + b_1 * \exp(b_2 * f_s) * \chi_v$$

Avec  $b_0$ ,  $b_1$ ,  $b_2$  qui sont des coefficients obtenus par régression non linéaire (méthode des moindres carrés généralisée) et  $C_u'$  la prédiction de la contrainte ultime  $C_u$  de l'os.

La dispersion est fortement limitée, voir figure 2.  $C_u'$  est estimé à partir de  $f_s$  et  $\chi_v$ .

Ces variations sont représentées sur la figure 3.

Si  $f_s$  et  $\chi_v$  augmentent,  $C_u$  augmente. Ceci est parfaitement naturel, si la fraction volumique de solide augmente et la connectivité augmente, alors la contrainte ultime augmente.

Si on fixe  $\chi_v$  alors  $C_u$  est directement fonction de  $f_s$ , de façon exponentielle. A connectivité constante, la contrainte ultime augmente en fonction de l'augmentation de la densité osseuse.

Si on fixe  $f_s$  alors  $C_u$  est directement fonction de  $\chi_v$ , de façon linéaire mais la contrainte ultime  $C_u$  diminue lorsque la connectivité augmente.

Si la fraction solide est constante, on constate que la résistance ultime  $C_u$  diminue linéairement en fonction de la connectivité.

Plus on a de nœuds dans une structure et plus cette structure devient fragile, ceci de façon surprenante, contrairement à un préjugé bien établi.

On peut alors tracer le modèle de représentation de la figure 4 qui montre les valeurs de  $C_u$ .

Pour la détermination de la connectivité, il faut donc trouver un paramètre qui suive une même loi et qui soit le plus indépendant possible de la densité osseuse pour ne pas être influencé.

On pourrait réaliser un calcul à partir de deux paramètres mesurables comme la fraction volumique osseuse et la connectivité, ces deux paramètres étant obtenus notamment par Imagerie à Résonance Magnétique.

Par contre, l'obtention des valeurs par cette méthode met en œuvre des  
5 appareillages coûteux, peu disponibles, ce qui conduit à des prédictions d'un prix de revient élevé interdisant un suivi longitudinal et donc une diffusion massive auprès des patients.

Il faut donc pouvoir trouver deux valeurs mesurables par exemple à partir d'une simple densitométrie, qui est, elle, tout à fait abordable et qui peut être  
10 renouvelée régulièrement. En effet, des densitométries sont déjà réalisées de façon massive pour de nombreuses applications. La diffusion auprès des patients peut être très importante.

Le procédé selon la présente invention consiste à déterminer ces deux paramètres mesurables comme la fraction volumique osseuse et la connectivité,  
15 ou plus exactement des paramètres qui pourraient leur être corrélés de façon suffisamment étroite pour donner des résultats satisfaisants.

Le premier paramètre rapidement mesurable et fiable est la densité minérale osseuse. Des appareils ont été développés pour effectuer ces mesures de façon fiable et reproductible. Si l'on trace la courbe DMO en fonction de  $f_s$ , on  
20 constate que la dispersion est faible et que l'on peut utiliser DMO en lieu et place de  $f_s$ . Voir figure 7. Le premier paramètre est obtenu.

Le second paramètre est appelé  $\alpha$  et déterminé à partir d'une image 2D numérisée par exemple obtenue avec un rayonnement X.

Pour déterminer ce nouveau paramètre  $\alpha$ , on choisit tout d'abord au hasard un  
25 pixel de l'image 2D qui est à un niveau de gris  $h(0)$ .

On choisit ensuite une droite issue de ce point ayant une direction déterminée également au hasard.

On se déplace d'une distance  $r$  sur cette droite,  $h(r)$  étant le niveau de gris de ce nouveau point.

On calcule alors la variance des niveaux de gris, ce qui donne :

$$V(r) = [h(r) - h(0)]^2$$

5 Le processus est itératif, avec une répétition de ces étapes un nombre de fois suffisamment grand, et aléatoire pour déterminer  $\alpha$ . On fait ainsi converger la fonction variance  $V(r)$  moyennée sur l'ensemble des itérations. Ceci permet d'obtenir par calcul un ensemble de points et la courbe associée est représentée sur la figure 5.

10 Ainsi, plus on détermine de points ayant un même niveau de gris à proximité du pixel choisi, plus on se trouve dans la matière et donc plus on est homogène et plus on doit trouver de nœuds de connexion.

Si l'on trace la courbe log-log de cette fonction, figure 6, on trouve sur les cinq premiers points en l'occurrence, un comportement linéaire et la pente de cette  
15 droite est le coefficient dénommé  $\alpha$  et propre à la présente invention.

Si l'on trace maintenant la courbe  $\alpha$  en fonction de la connectivité volumique  $\chi_v$ , figure 8, on constate qu'il y a une corrélation suffisante pour que l'on puisse remplacer  $\chi_v$  par  $\alpha$ .

On peut déduire le diagramme de la figure 9 de ces courbes précédentes,  
20 diagramme qui montre la relation entre DMO,  $\alpha$  et  $C_u$ .

DMO et  $\alpha$  sont deux paramètres directement mesurables et/ou pour le moins calculables à partir d'une même image en 2D.

On constate sur ce diagramme que lorsque la densité minérale osseuse reste constante, la contrainte ultime diminue lorsque  $\alpha$  augmente.

25 Ceci est bien équivalent au modèle exponentiel précédemment indiqué avec la fraction osseuse en fonction de la connectivité, voir figure 4, sauf que la connectivité  $\chi_v$  n'était pas mesurable directement alors que  $\alpha$  est calculé à partir de l'image 2D, donc quantifiable.

On peut donc écrire la même relation mais avec les paramètres déterminables à partir de la même image :

$$C_u' = b_0 + b_1 * \exp(b_2 * DMO) * \alpha$$

C'est la représentation de la figure 9. La courbe de la figure 11 caractérise ce modèle exponentiel de  $C_u'$  en fonction de  $\alpha$ . On constate une faible dispersion comparée à celle du modèle linéaire dont la courbe est mentionnée à la figure 10.

Ceci est un exemple non limitatif qui montre la possibilité de lier la densité osseuse dont la valeur est déterminée à partir d'une image 2D, à un paramètre de structure déterminé à partir de cette même image 2D pour obtenir la contrainte ultime  $C_u$ .

On constate qu'il est possible de déterminer une corrélation entre le paramètre  $\alpha$  évalué à partir de l'image 2D et une caractéristique 3D du réseau trabéculaire de l'os comme la densité de connectivité  $\chi_v$ .

On peut ainsi donner un exemple obtenue à partir d'images osseuses fémorales obtenue absorptiométrie à double énergie qui remplace une image obtenue par rayons X ou Gamma de faible énergie.

Ces images sont celles l'une d'une jeune femme de 17 ans et l'autre d'une femme âgée de 69 ans. Les images 2D ainsi obtenues sont analysées suivant le procédé de l'invention.

On constate à la mesure de la DMO les mêmes valeurs obtenues directement par le système densitométrique, dans les deux cas : 0,730 g/cm<sup>2</sup> dans la zone trochantérielle.

Les paramètres  $\alpha$  calculés sont respectivement 0,56 pour le sujet jeune et 0,71 pour le sujet âgé, montrant ainsi une différence notable et le paramètre  $\alpha$  le plus faible correspond à la meilleure résistance mécanique de l'os  $C_u$ , celui du sujet le moins âgé.

## REVENDICATIONS

1. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os à partir d'une image 2D numérisée, obtenue par imagerie, caractérisé en ce que l'on réalise une corrélation entre la densité minérale osseuse DMO déterminée à partir de cette image 2D par tout moyen adapté à ce type d'image et un paramètre de structure  
5 obtenu à partir de la même image 2D.
2. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'on recourt à une corrélation de type exponentielle.
3. Procédé de détermination selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que  
10 la corrélation associant la densité minérale osseuse et ledit paramètre de structure est utilisée pour déterminer la contrainte ultime  $C_u$  de l'os.
4. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'on détermine le paramètre de structure  $\alpha$  obtenu par la succession des étapes suivantes :  
15 a) choisir au hasard un pixel de l'image 2D qui est à un niveau de gris  $h(0)$ ,  
b) choisir une droite issue de ce point ayant une direction également déterminée au hasard,  
c) se déplacer d'une distance  $r$  sur cette droite,  $h(r)$  étant le niveau de gris de ce nouveau point,  
20 d) calculer la variance des niveaux de gris avec la formule :  $V(r) = [h(r) - h(0)]^2$ ,  
e) tracer la courbe associée à  $V(r)$  en échelle log-log, et  
f) déterminer la pente de cette courbe log-log qui représente ledit paramètre  $\alpha$ .
5. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon la revendication 4, caractérisé en ce que l'on répète les étapes a) à d) un nombre

de fois suffisamment grand pour faire converger la fonction variance  $V(r)$ , moyennée sur l'ensemble des itérations.

6. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon la revendication 4 ou 5, caractérisé en ce que l'on réalise une corrélation entre la densité minérale osseuse, DMO, obtenue à partir de cette image 2D et ledit paramètre  $\alpha$  évalué à partir de la même image 2D suivant le modèle mathématique :

$$C_u' = b_0 + b_1 * \exp(b_2 * DMO) * \alpha$$

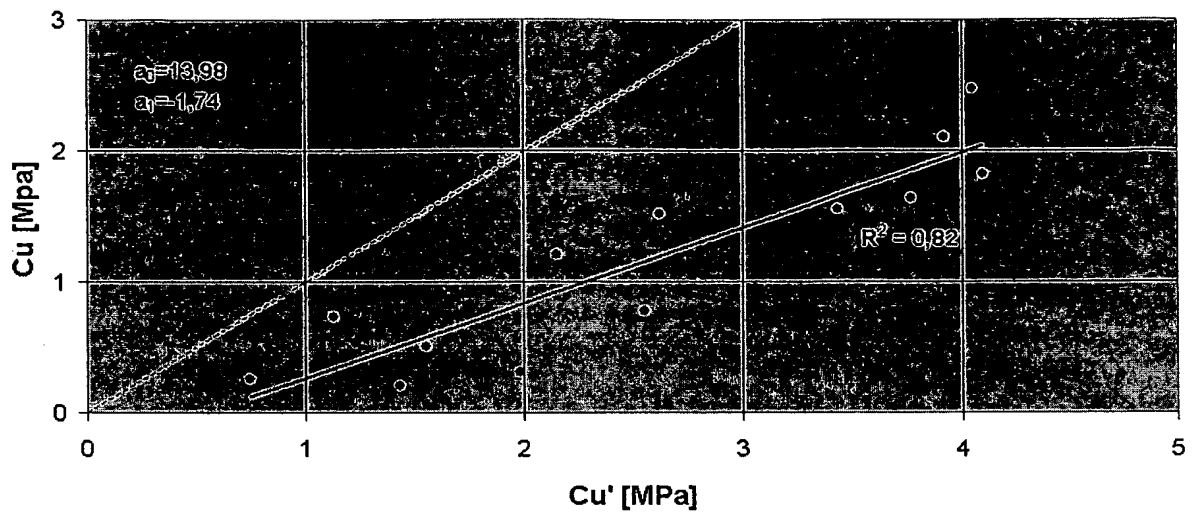
- avec  $b_0, b_1, b_2$  qui sont des coefficients obtenus par régression non linéaire et  $C_u'$  la prédiction de la contrainte ultime  $C_u$  de l'os.

7. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon l'une quelconque des revendications 4, 5 ou 6, caractérisé en ce que l'on détermine une corrélation entre le paramètre  $\alpha$  et un paramètre 3D du réseau trabéculaire de l'os.

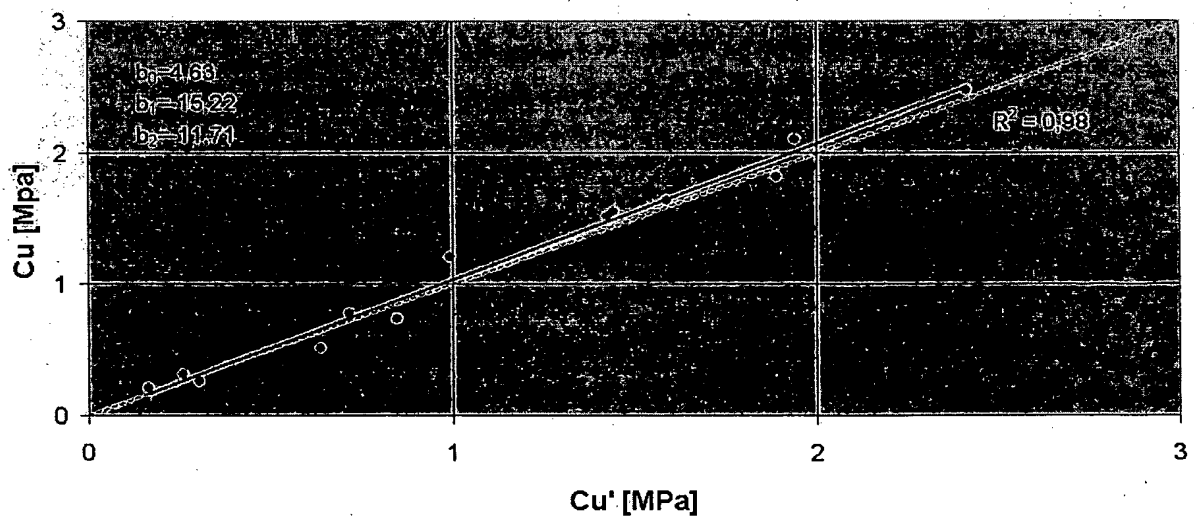
8. Procédé de détermination de la résistance mécanique d'un os selon la revendication 7, caractérisé en ce que le paramètre 3D du réseau trabéculaire de l'os est la densité de connectivité  $\chi_v$

1/5

Modèle linéaire

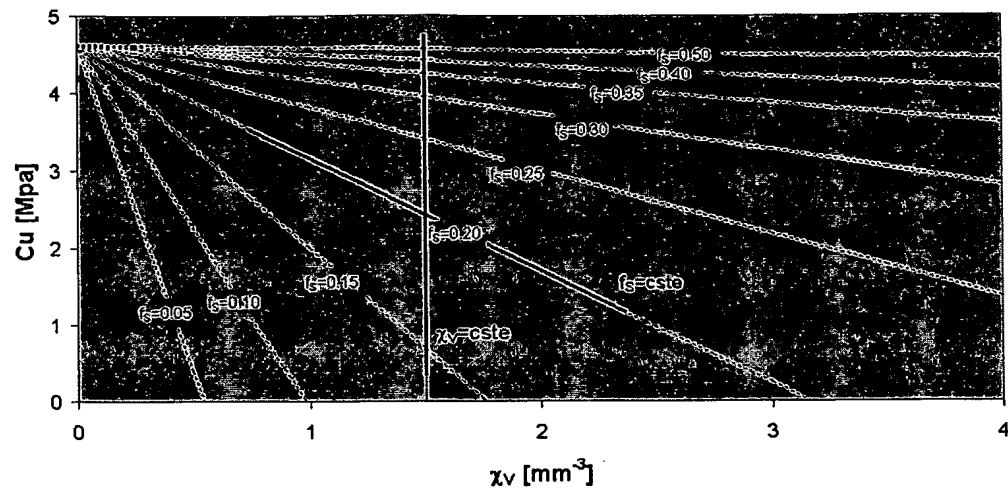
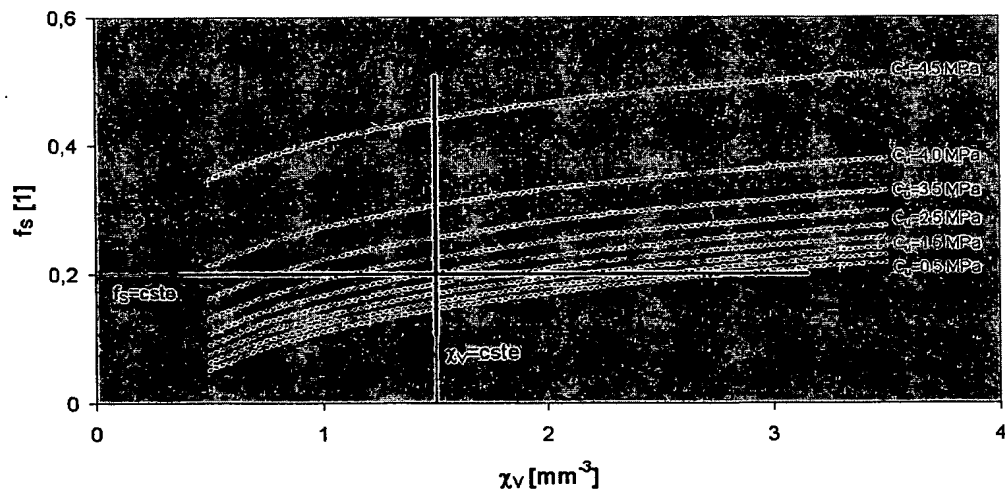
Fig.1

Modèle exponentiel

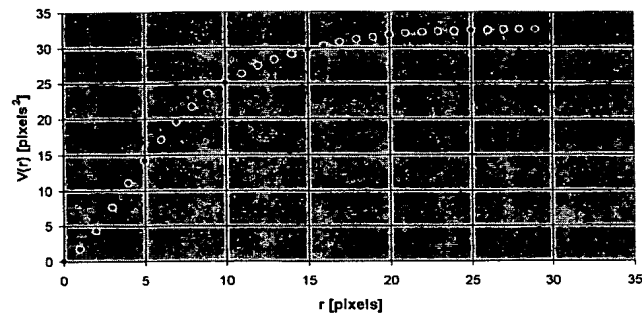
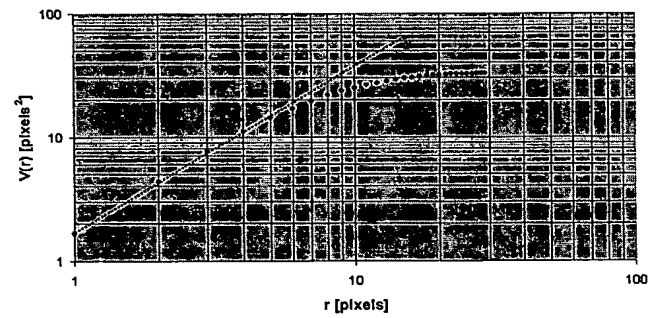
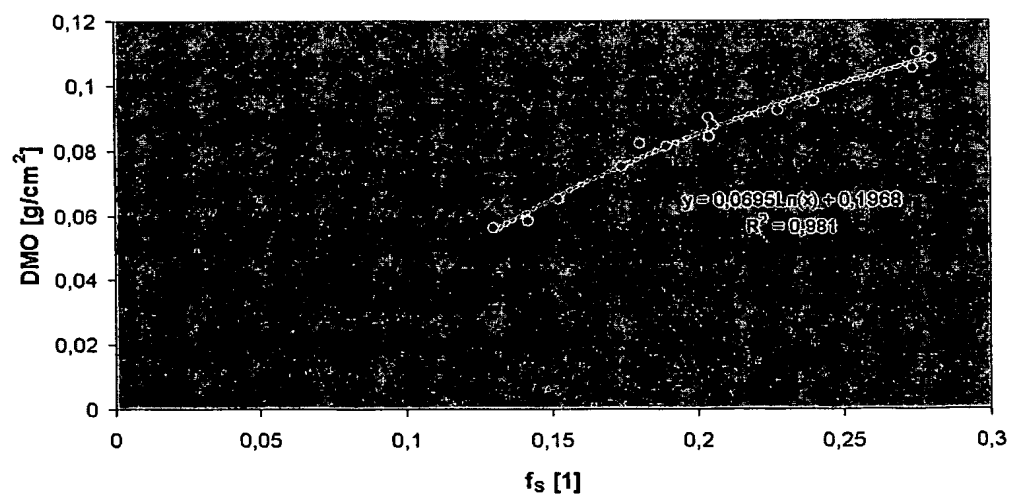
Fig.2



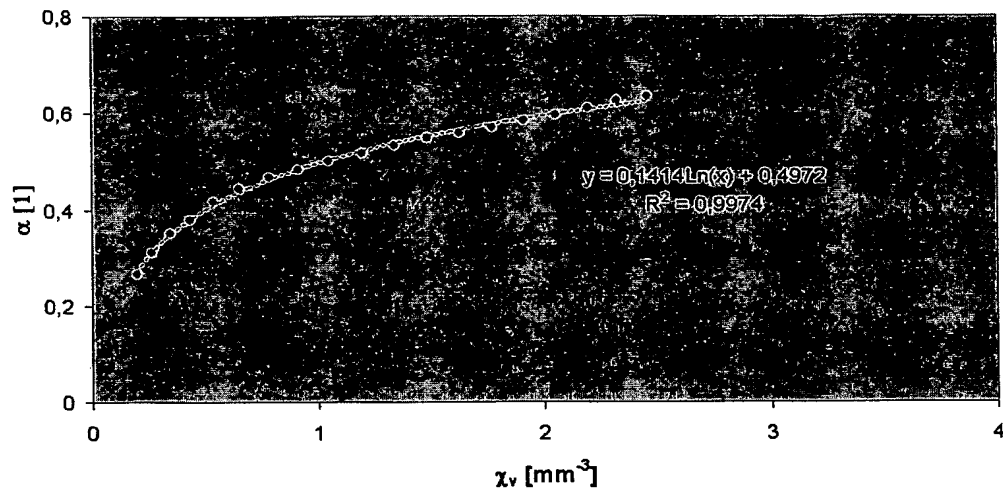
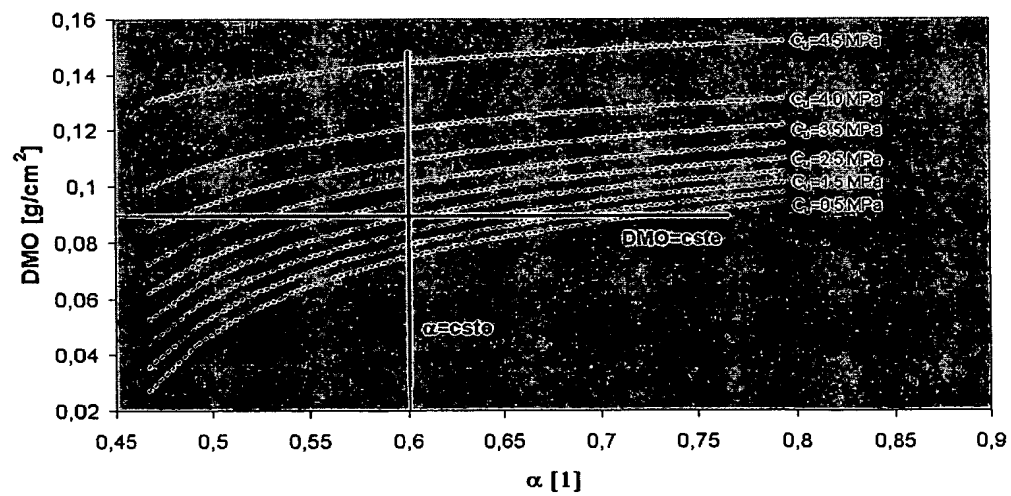
2/5

Fig 3Fig.4

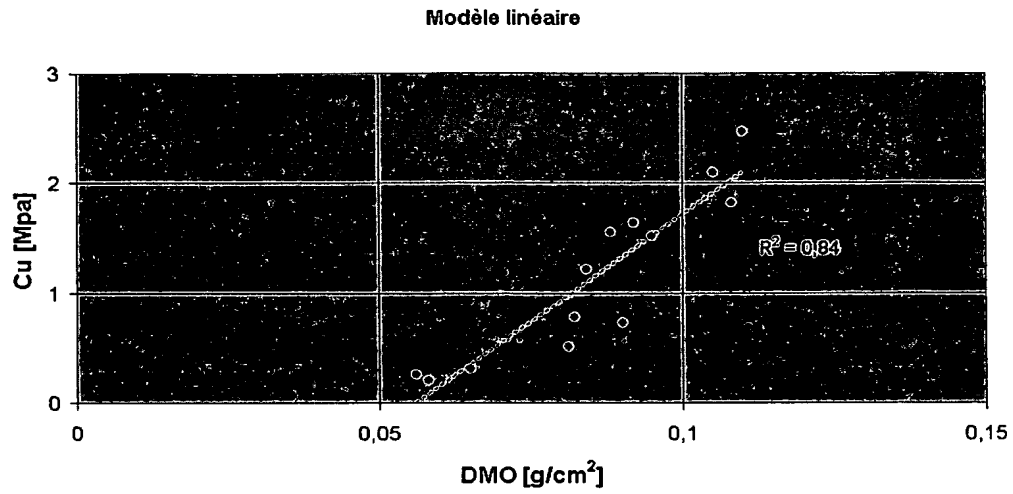
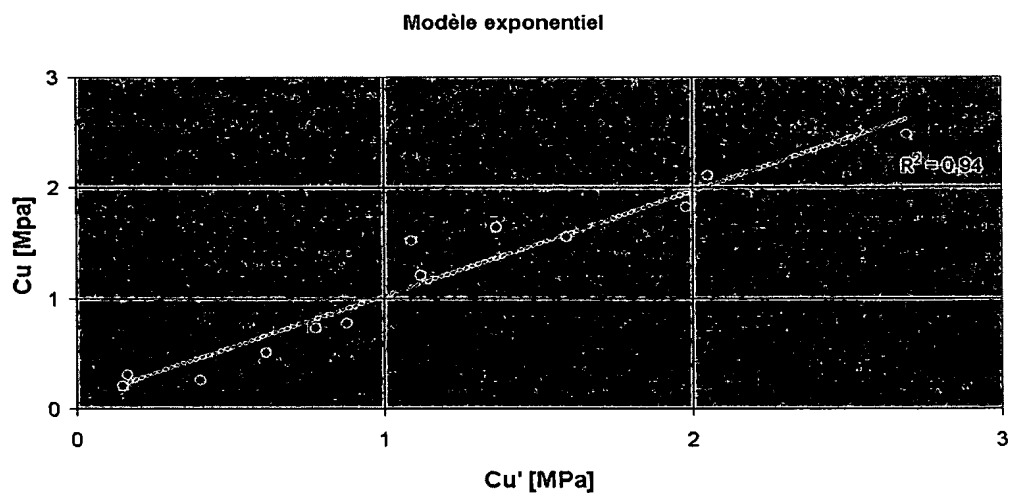
3/5

Fig.5Fig.6Fig.7

4/5

Fig.8Fig.9

5/5

Fig.10Fig.11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 03/03768

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 G06F19/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 G06F A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 226 393 B1 (GRUNKIN MICHAEL ET AL) 1 May 2001 (2001-05-01) column 9, line 44 - column 10, line 25 -----	1
Y	MAJUMDAR S ET AL: "EVALUATION OF TECHNICAL FACTORS AFFECTING THE QUANTIFICATION OF TRABECULAR BONE STRUCTURE USING MAGNETIC RESONANCE IMAGING" BONE, PERGAMON PRESS., OXFORD, GB, vol. 17, no. 4, October 1995 (1995-10), pages 417-430, XP008009878 ISSN: 8756-3282 page 425, right-hand column, line 4 - page 426, left-hand column, line 31 page 421, right-hand column, line 38 - line 59 ----- -/--	1-3

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.☒ Patent family members are listed in annex.

## ° Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 May 2004

Date of mailing of the international search report

28/05/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Chateau, J-P

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 03/03768

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	GORDON C L ET AL: "IN VIVO ASSESSMENT OF TRABECULAR BONE STRUCTURE AT THE DISTAL RADIUS FROM HIGH-RESOLUTION MAGNETIC RESONANCE IMAGES" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 24, no. 4, 1 April 1997 (1997-04-01), pages 585-593, XP000728993 ISSN: 0094-2405	1-3
A	abstract page 588, right-hand column, line 7 - line 27	3
A	----- US 5 915 036 A (FREDFELDT KNUD ERIK ET AL) 22 June 1999 (1999-06-22) column 4, line 64 - column 5, line 10	1
A	----- US 6 385 283 B1 (FALLON JOHN P ET AL) 7 May 2002 (2002-05-07) abstract; figure 2	1
A	----- US 5 931 780 A (GIGER MARYELLEN L ET AL) 3 August 1999 (1999-08-03) abstract -----	1

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 03/03768

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6226393	B1	01-05-2001	AU 8103198 A WO 9901835 A1 EP 0993643 A1 JP 2002507917 T	25-01-1999 14-01-1999 19-04-2000 12-03-2002
US 5915036	A	22-06-1999	AU 3341295 A DE 69513300 D1 DE 69513300 T2 WO 9607161 A1 EP 0777892 A1 EP 0905638 A1	22-03-1996 16-12-1999 23-03-2000 07-03-1996 11-06-1997 31-03-1999
US 6385283	B1	07-05-2002	AU 1768901 A EP 1247072 A1 JP 2003514641 T WO 0138824 A1	04-06-2001 09-10-2002 22-04-2003 31-05-2001
US 5931780	A	03-08-1999	AT 239420 T AU 703194 B2 AU 1256995 A CA 2177478 A1 DE 69432641 D1 EP 1283492 A1 EP 0731667 A1 JP 9508813 T WO 9514431 A1 US 6205348 B1	15-05-2003 18-03-1999 13-06-1995 01-06-1995 12-06-2003 12-02-2003 18-09-1996 09-09-1997 01-06-1995 20-03-2001

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale No

PCT/FR 03/03768

**A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE**  
CIB 7 G06F19/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

**B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE**

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 G06F A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, PAJ

**C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 6 226 393 B1 (GRUNKIN MICHAEL ET AL) 1 mai 2001 (2001-05-01) colonne 9, ligne 44 - colonne 10, ligne 25 -----	1
Y	MAJUMDAR S ET AL: "EVALUATION OF TECHNICAL FACTORS AFFECTING THE QUANTIFICATION OF TRABECULAR BONE STRUCTURE USING MAGNETIC RESONANCE IMAGING" BONE, PERGAMON PRESS., OXFORD, GB, vol. 17, no. 4, octobre 1995 (1995-10), pages 417-430, XP008009878 ISSN: 8756-3282 page 425, colonne de droite, ligne 4 - page 426, colonne de gauche, ligne 31 page 421, colonne de droite, ligne 38 - ligne 59 ----- -/--	1-3

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

\*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

\*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

\*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

\*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

\*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

\*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

\*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

\*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

\*G\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

7 mai 2004

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

28/05/2004

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Chateau, J-P



## C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	GORDON C L ET AL: "IN VIVO ASSESSMENT OF TRABECULAR BONE STRUCTURE AT THE DISTAL RADIUS FROM HIGH-RESOLUTION MAGNETIC RESONANCE IMAGES" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 24, no. 4, 1 avril 1997 (1997-04-01), pages 585-593, XP000728993 ISSN: 0094-2405	1-3
A	abrégé page 588, colonne de droite, ligne 7 - ligne 27	3
A	----- US 5 915 036 A (FREDFELDT KNUD ERIK ET AL) 22 juin 1999 (1999-06-22) colonne 4, ligne 64 - colonne 5, ligne 10 -----	1
A	US 6 385 283 B1 (FALLON JOHN P ET AL) 7 mai 2002 (2002-05-07) abrégé; figure 2 -----	1
A	US 5 931 780 A (GIGER MARYELLEN L ET AL) 3 août 1999 (1999-08-03) abrégé -----	1

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande Internationale No

PCT/FR 03/03768

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 6226393	B1	01-05-2001	AU 8103198 A WO 9901835 A1 EP 0993643 A1 JP 2002507917 T	25-01-1999 14-01-1999 19-04-2000 12-03-2002
US 5915036	A	22-06-1999	AU 3341295 A DE 69513300 D1 DE 69513300 T2 WO 9607161 A1 EP 0777892 A1 EP 0905638 A1	22-03-1996 16-12-1999 23-03-2000 07-03-1996 11-06-1997 31-03-1999
US 6385283	B1	07-05-2002	AU 1768901 A EP 1247072 A1 JP 2003514641 T WO 0138824 A1	04-06-2001 09-10-2002 22-04-2003 31-05-2001
US 5931780	A	03-08-1999	AT 239420 T AU 703194 B2 AU 1256995 A CA 2177478 A1 DE 69432641 D1 EP 1283492 A1 EP 0731667 A1 JP 9508813 T WO 9514431 A1 US 6205348 B1	15-05-2003 18-03-1999 13-06-1995 01-06-1995 12-06-2003 12-02-2003 18-09-1996 09-09-1997 01-06-1995 20-03-2001